

This Page Is Inserted by IFW Operations  
and is not a part of the Official Record

## **BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning documents *will not* correct images,  
please do not report the images to the  
Image Problem Mailbox.**

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平6-343644

(43) 公開日 平成6年(1994)12月20日

(51) IntCl.<sup>5</sup>

A 6 1 B 17/28

識別記号

庁内整理番号

F I

技術表示箇所

審査請求 未請求 請求項の数20 F D (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願平6-115917

(22) 出願日 平成6年(1994)5月3日

(31) 優先権主張番号 9309142.9

(32) 優先日 1993年5月4日

(33) 優先権主張国 イギリス (GB)

(71) 出願人 594089821

ジャイラス メディカル リミテッド  
イギリス, CF3 0 L X, カーディフ,  
セント メロンス, ファウンテン レーン  
(番地なし)

(72) 発明者 ナイジェル マーク ゴープル  
イギリス, CF3 8 S B, ノース カー  
ディフ, キャッスルトン, タインワイド  
ドライブ 6 番地

(74) 代理人 弁理士 遠山 勉 (外3名)

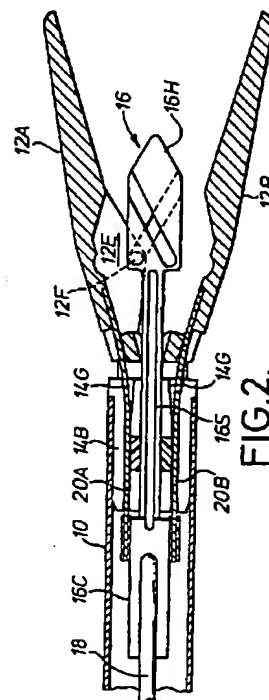
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 外科用腹腔鏡器械

(57) 【要約】

【目的】 比較的弱い力で機能でき、プラスチックの使用を可能とし、安価で単純な方法でジョーを絶縁させることができる腹腔鏡器械を供給することである。

【構成】 腹腔鏡器械は、かん子またはカッターの形状を呈し、体腔へ挿入する中空の挿入管の端部に、ハウジングと、一对の枢軸的に配された金属ジョーと、挿入管内の往復運動可能な制御棒と、制御棒に固定されたアクチュエータとを有する。アクチュエータは、器械の縦軸に関して反対に傾斜した一对のガイドグループを有し、各ジョーは、各グループに合うラグを有し、ラグは、ジョー枢軸から離間し、制御棒の往復がジョーの開閉を引き起こす。ハウジングとアクチュエータとは、絶縁され、ジョー枢軸は互いに離間し、絶縁をなし、双極外科手術のためにジョーに高周波の電圧を供給する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 体腔壁内の穴に挿通して体腔に挿入される挿入管と、

前記導入管の端部にあるハウジングと、

前記ハウジングから末梢端方向に延在した一対のジョーであり、少なくともひとつの前記ジョーは前記ハウジングに枢軸的に取り付けられ、もう一方の前記ジョーに対して旋回開閉を許容するところの一対のジョーと、前記導入管の内側に延在し前記導入管及び前記ハウジングに対して縦方向に往復運動可能な細長い制御部材と、前記制御部材の末梢端部にあり、往復運動可能なアクチュエータとを備え、

前記アクチュエータはガイドトラックを有し、枢軸的に取り付けられた前記少なくともひとつのジョーは旋回軸から離間しガイドトラックに係合するガイドトラック従動体を有するとともに、前記ガイドトラックは前記アクチュエータの縦方向の往復運動が旋回軸の周りの前記少なくともひとつのジョーの旋回運動に変換するように向いていることを特徴とする腹腔鏡器械。

【請求項2】 各前記ジョーは、各電気供給導体と対になった導電部を有し、前記電気供給導体のうち少なくともひとつは、挿入管内に配され、前記アクチュエータは絶縁材料で形成されてなることを特徴とする請求項1記載の器械。

【請求項3】 両前記ジョーは前記ハウジングに枢軸的に取り付けられ、前記アクチュエータは一対のガイドトラックを有し、各ジョーは前記ガイドトラックのそれぞれと係合する各ガイドトラック従動体を有し、前記ガイドトラックは、前記アクチュエータの縦方向の往復運動が前記ジョーの対向する旋回運動に変換するように向けられていることを特徴とする請求項1または2記載の器械。

【請求項4】 前記ジョーは、交差枢軸からそれぞれ離間して前記ハウジング上で旋回可能であることを特徴とする請求項3記載の器械。

【請求項5】 前記ハウジングは、絶縁材料で形成されてなることを特徴とする請求項4記載の器械。

【請求項6】 前記ジョーは、かん子ジョーであることを特徴とする請求項1乃至5いずれか記載の器械。

【請求項7】 前記ジョーは、切断器の刃であることを特徴とする請求項1乃至5いずれか記載の器械。

【請求項8】 前記ジョーは、切断刃と切断アンビルとを備えることを特徴とする請求項1乃至5いずれか記載の器械。

【請求項9】 前記アクチュエータは頭部を有し、前記ガイドトラックは前記頭部に形成され、前記頭部は前記枢軸および各前記枢軸の末梢端側に配されてなることを特徴とする請求項1乃至8いずれか記載の器械。

【請求項10】 前記ガイドトラックもしくは各前記ガイドトラックは、縦方向および横方向の両方に延在するこ

とを特徴とする請求項1乃至9いずれか記載の器械。

【請求項11】 前記ガイドトラックもしくは各前記ガイドトラックは、スロットもしくは溝であることを特徴とする請求項10記載の器械。

【請求項12】 前記アクチュエータは頭部を有し、前記ガイドトラックもしくは各前記ガイドトラックは、前記頭部に形成され、前記頭部は挿入管の範囲の外側であることを特徴とする請求項10または11記載の器械。

【請求項13】 体腔壁内の穴に挿通して体腔に挿入される挿入管と、

前記挿入管の端部におけるハウジングと、

前記ハウジングから末梢端方向に延在する一対のジョーであって、少なくともひとつの前記ジョーはハウジングに枢軸的に取り付けられ、もう一方の前記ジョーに対して開閉を許容するところの一対のジョーと、

前記挿入管内で往復運動可能な制御部と、

前記制御部の端部にあるアクチュエータとを備え、

前記アクチュエータはジョー間に、及び、枢軸的に取り付けられた少なくともひとつのジョーの枢軸的取り付けの末梢端方向に設けられた作動変換器を有し、前記作動変換器は前記制御部の往復運動をジョーの旋回運動に変換することを特徴とする外科用腹腔鏡器械。

【請求項14】 各前記ジョーは、各電気供給導体と対になった導電部を有し、前記電気供給導体のうち少なくともひとつは、挿入管内に配され、前記アクチュエータの運動変換部は絶縁材料で形成されることを特徴とする請求項1に記載の器械。

【請求項15】 前記ハウジングは、絶縁材料で形成されることを特徴とする請求項14記載の器械。

【請求項16】 両前記ジョーは前記ハウジングに枢軸的に取り付けられ、前記アクチュエータ運動変換部は一対のガイドトラックを有し、各ジョーは前記ガイドトラックのそれぞれと係合する各ガイドトラック従動体を有し、前記ガイドトラックは、前記アクチュエータの縦方向の往復運動が前記ジョーの対向する旋回運動に変換するように向けられていることを特徴とする請求項13乃至15いずれか記載の器械。

【請求項17】 前記ジョーは、交差枢軸からそれぞれ離間して前記ハウジング上で旋回可能であることを特徴とする請求項16記載の器械。

【請求項18】 体腔壁内の穴に挿通して体腔に挿入される挿入管と、

前記挿入管の端部におけるハウジングと、

前記ハウジングから末梢端方向に延在する一対のジョーであって、各ジョーは導電部を有し且つ少なくともひとつのジョーがハウジングに枢軸的に取り付けられ、横(transverse)枢軸の周りを他方のジョーに対して枢軸の開閉を許容するところの一対のジョーと、

前記導入管の内側に延在し導入管に対して縦方向に往復運動可能な細長い制御部と、

前記制御部の末梢端部と前記少なくともひとつのジョーとに連結し、前記制御部の縦方向の往復運動を枢軸の周りの前記少なくともひとつのジョーの旋回運動に変換するアクチュエータ手段と、

ひとつの前記ジョーを他方から電気的に絶縁させる手段と、

前記ジョーの導電部にそれぞれ連結した電気供給導体であって少なくともひとつの導体は前記挿入管内部に配されるところの電気供給導体とを備え、

前記ジョーが閉止状態にあるとき、もう一方の前記ジョーの内部表面に係合する内部表面を有し、各内部表面は各ジョーの導電部の導電表面部により又介在する絶縁表面部（C）により形成され、両前記ジョー上の導電及び絶縁部の配置はジョーの閉止位置において一方のジョーの導電表面部は他方のジョーの導電表面と隣接するが触れることはないことを特徴とする外科用腹腔鏡器械。

【請求項19】 前記ジョーは、挟み作用を行うよう配された一対の刃を有し、前記内部表面は、刃が閉止状態にあるとき面接触し、各嵌合する切断エッジにより接する刃の表面であり、前記導電及び絶縁表面部は、切断エッジまで延在することを特徴とする請求項18記載の器械。

【請求項20】 各前記ジョーの前記導電及び絶縁表面部は、ジョーの長さに沿って交換関係にあり、各ジョーの前記導電表面部は、ジョーが閉止状態にあるとき、他方のジョー絶縁表面部として使用（in registry）されていることを特徴とする請求項18または19記載の器械。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は、互いに枢転可能な一対のジョーを有する外科用腹腔鏡器械に関する。

【0002】

【従来の技術】 上記の使い捨て腹腔鏡器械は、EP-A-0507622に開示されている。体腔挿入管の端部には、挟み作用で共通の旋回軸の回りを互いに枢転できる一対のジョーが設けられている。このジョーは、挿入管内の押棒によって作動し、押棒の端部は、一対のリンクにより挿入管の端部を越えてジョーの基端方向の延長部と接続しているので、押棒の往復運動によってジョーは枢軸旋回する。

【0003】 腹腔鏡器械であるこの従来の装置は、トロカールを用いて体腔壁内に設けられたいわゆる「キーホール」孔または口から導入するように設計されている。組織の損傷を最小限に抑えるため、これらの口は一般的に5mm～12.5mmの大きさで出来るだけ小さく作られる。その結果、この装置はジョーとその作動機構とを狭いトロカールに挿通するために必要とするコンパクトな構成としなければならないことから、特に、使用中における、ジョーによって加えることのできる力の限界

及び作動機構の変形という欠点が生じる。

【0004】 電気外科エネルギーを用いる場合、腹腔鏡器械の設計者が直面する問題は複雑となる。開口外科手術は、かん子アプリーケータを用いる双極電器外科手術が最も一般的である。治療すべき組織は手術者の手に近接しているので、かん子は、絶縁され後部にヒンジで取り付けられた長いアームとして構成されている。かん子の各アームは、電気外科用高周波（RF）発生器の正及び負（active and return）の出力ラインに接続している。この方法では、かん子で把持されたすべての組織を乾燥させる。双極かん子の最も有用な利用方法は、切断した血管から流れる血流を止めることである。このような利用方法では、RF出力を作動させる前に、かん子に閉止圧を加えることにより血管を閉止できるので、特に有用である。作動中、血管の内壁は粘着性となるので、血管内の血液が凝塊を形成して互にくっつく。こうして、切断した血管からの血液損失を迅速に止めることができる。

【0005】 腹腔鏡器械による電気外科エネルギーの伝達は、組織を分けたり、解体する場合に特に有利である。これは、離れて行った場合、難しい手術であり、覆われた血管を破壊し易い。換言すれば、焼灼や解体前の乾燥のために、エネルギー及びその装置、すなわちRFエネルギー、を使用できるという利点がある。解体作業のため制御可能な開口力を加える必要から、その性質上RFエネルギーの単極用途に使用し易い挟み又は把持器が望ましい。総局電気外科手術用の腹腔鏡器械はこれまで従来の設計を修正するだけであった。ある公知の器械は作業端に近い点において、弾力的に別々にバイアスをかけた2つのかん子アームを利用している。かん子の閉鎖は、外側管を付勢したアーム上を通して両者を同時に押圧することにより行われる。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】 上述した設計の欠点は、主としてスプリングによる弱い力の他は制御可能な開口力がないことである。このため装置を解体器として利用できず、これまで双極技術の開発を制限していた。

【0007】 上記欠点を鑑み、本発明の第一の技術的課題は、比較的弱い力で機能でき、プラスチックの使用を可能とし、安価で単純な方法でジョーを絶縁させることのできる器械を提供することである。

【0008】 また本発明の第2の技術的課題は、同様の絶縁の利点を有し、ジョーを同時にだけでなく、別々に駆動することが可能な双極電気外科切断器を提供することである。

【0009】

【上記課題を解決するための手段】 本発明の一例によれば、体腔内導入管と、この導入管の端部にあるハウジングと、ハウジングから末梢端方向に延在した一対のジョーであり少なくともひとつのジョーはハウジングに枢軸

的に取り付けられもう一方のジョーに対して旋回開閉を許容するところの一对のジョーと、導入管の内側に延在し導入管及びハウジングに対して縦方向に往復運動可能な細長い制御部材と、制御部材の末梢端部にありこれと往復運動可能なアクチュエータとを備え、アクチュエータはガイドトラックを有し、枢軸的に取り付けられた少なくともひとつのジョーは旋回軸から離間し、ガイドトラックに係合するガイドトラック従動体を有するとともに、ガイドトラックはアクチュエータの縦方向の往復運動が旋回軸の周りの少なくともひとつのジョーの旋回運動に変換するように向いていることを特徴とする腹腔鏡器械を提供する。後者は、枢軸的取り付けの末梢端側のジョー間に配されている。

【0010】往復運動を旋回運動に変えるには、制御棒の往復運動の方向に対して角度をもったそれぞれのガイドトラックと、ガイドトラックに沿って摺動可能なガイドトラック従動体との組み合わせによって旋回ジョーまたは各旋回ジョーをアクチュエータの頭部に接続すればよい。この場合、ガイドトラックはアクチュエータと結合させ、従動体はそれぞれのジョーと接合させるのが好ましい。この方法で、ガイドトラックは、ガイドトラック従動体を最大限に横断移送するため制御棒の中心線の反対側へ延在してもよい。ガイドトラックは、好ましくは止め釘またはピン状で従動体を摺動可能に収容する溝または溝穴である。ひとつの好ましい実施例では、ジョーのアクチュエータ頭部及び接続部品（すなわち止め釘またはピン）は、導入管の範囲の外側にある。その結果、全体としての機構内の力は例えば5mmの管内ですべての動作を制限する場合に必要な力よりも弱い力でジョーをきわめて良好な範囲に移動させることができる。特に、一方ではジョー取り付け用旋回軸間の範囲内で、またもう一方ではジョーの端部間の範囲内で移動可能なガイドトラック付きアクチュエータ部分を備えることにより、例えば、旋回軸の基端に配されたアクチュエータからジョーを駆動する挟み作用のジョーに比べて所定の大きさでいっそう丈夫なジョー構造及びジョー取り付けを得ることができる。ガイドトラックの横の長さ及び角度は、それぞれジョーの動作範囲及びこの機構の機械的利点を決定する。好ましい実施例では、まっすぐなガイドトラックを有しているが、異なるジョーの一に体する機械的利点を変更するために、曲げてよく、例えば動作範囲を減少させずに切断された血管に対する閉止圧を増大させることができる。この機構により往復動作を用いて把持部で開口及び閉止の両方の力を適用することができる。両方のジョーが旋回可能な実施例では、アクチュエータは、縦方向に往復運動可能な要素であって、一方のガイドトラックは移動方向に対してある角度方向に傾斜し、他方のガイドトラックは、アクチュエータの移動に従って一方のジョーの止め釘またはピンが他方のジョーの止め釘またはピンとは反対方向に移動するよう

に、異なったまたは反対の角度方向に傾斜している。これらのトラックはアクチュエータの対向面または対向側面に形成されているのが好ましい。

【0011】上記構成は、特に電気外科用の双極かん子に好適であり、各ジョーが金属材料で形成され、挿入管と結合した供給導体に接続し、ハウジング及びアクチュエータが共にプラスチックのような絶縁体からなる。両方のジョーが旋回可能な場合、ハウジングの旋回軸はこれらのジョー間の電気絶縁性を維持する手段として離れていてもよい。この機構の設計により許容された比較的弱い力によって、この機構へのプラスチックの使用が可能となり、安価で単純な方法でジョーを絶縁させることができる。

【0012】双極電気外科切断器は、同様に構成され、絶縁の同様の利点を有し、ジョーを同時にだけでなく、別々に駆動することが可能となる。本発明の第2の例では、体腔壁内の穴に挿通して体腔に挿入される挿入管と、挿入管の端部におけるハウジングと、ハウジングから末梢端方向に延在する一对のジョーであって少なくともひとつのジョーはハウジングに枢軸的に取り付けられもう一方のジョーに対して開閉を許容するところの一对のジョーと、挿入管内で往復運動可能な制御部と、制御部の端部にあるアクチュエータとを備え、アクチュエータはジョー間に、及び、枢軸的に取り付けられた少なくともひとつのジョーの枢軸的取り付けの末梢端方向に設けられた作動変換器を有し、作動変換器は制御部の往復運動をジョーの旋回運動に変換することを特徴とする外科用腹腔鏡器械を提供する。

【0013】本発明はさらに第三の例で、体腔壁内の穴に挿通して体腔に挿入される挿入管と、挿入管の端部におけるハウジングと、ハウジングから末梢端方向に延在する一对のジョーであって各ジョーは導電部を有し且つ少なくともひとつのジョーがハウジングに枢軸的に取り付けられ横(transverse)枢軸の周りを他方のジョーに対して枢軸的開閉を許容するところの一对のジョーと、導入管の内側に延在し導入管に対して縦方向に往復運動可能な細長い制御部と、制御部の末梢端部と前記少なくともひとつのジョーとに連結し制御部の縦方向の往復運動を枢軸の周りの前記少なくともひとつのジョーの旋回運動に変換するアクチュエータ手段と、ひとつのジョーを他方から電氣的に絶縁させる手段と、ジョーの導電部にそれぞれ連結した電気供給導体であって少なくともひとつの導体は挿入管内部に配されるところの電気供給導体とを備え、ジョーが閉止状態にあるときもう一方のジョーの内部表面に係合する内部表面を有し、各内部表面は各ジョーの導電部の導電表面部により又介在する絶縁表面部(C)により形成され、ふたつのジョー上の導電及び絶縁部の配置はジョーの閉止位置において一方のジョーの導電表面部は他方のジョーの導電表面と隣接するが触れることはないことを特徴とする外科用腹腔鏡器械を

提供する。

【0014】ジョーは、一對の刃で構成され、挟み作用を行う。内部表面は、閉止位置にあるとき互いに向き合い、各相互係合する切断エッジにより境を接(bound)する刃の表面である。導電および絶縁表面部は、切断エッジまで及び切断エッジの周囲に完全に延在しなければならない。

【0015】

【作用】上記構成により、比較的弱い力で機能でき、プラスチックの使用を可能とし、安価で単純な方法でジョーを絶縁させることができる。

【0016】さらに、同様の絶縁の利点を有し、ジョーを同時にだけでなく、別々に駆動することができる。

【0017】

【実施例】これから説明する本発明の第一の好ましい実施例は、双極電気外科手術に使用される一對の腹腔鏡かん子である。器械は、体腔の壁に用意されたトロカールをから挿入する挿入管の形状をしたシャフトの端部に設けられた一對のヒンジで取り付けられたかん子ジョーを有する。また、挿入管の外端部には、RF発電器に接続されたハンドグリップがある。シャフトは、一般的に280乃至360mmの長さを有する。説明及び図面が体腔内部で使用される器械の一部に関してされていることが理解されるべきである。かん子ジョーは、代わりに切断器の刃でもよいことが理解されるべきである。

【0018】図面の図1から図4までを参照すると、ステンレススチール製挿入管10である器械シャフトは、その端部に一對のスチール製かん子ジョー12A、12Bを設けている。各ジョーは、挿入管10の端部に適合した2つのプラスチック製コレット半体14A、14Bを有するジョーハウジングの基端部に別々に枢軸的に設けられており、プラスチック製のアクチュエータ16により開口位置及び閉止位置との間で旋回可能である。アクチュエータ16は、ジョー12Aと12Bとの間にそれらの枢軸の末梢端方向に配されたアクチュエータ頭部16Hと、コレット半体14Aと14Bとの間を通過し、ハンドグリップ（図示せず）との接続のため挿入管10の長さ移動する約1mmの直径を有する制御棒18に接続している。図1及び図2において、ジョーは、その開口位置にて図示されている。図3において、ジョーは、その閉止位置にて図示されている。

【0019】図2において一部のみ図示され、挿入管10の長さ延在する2つの電気供給導体20A、20Bが挿入管10内に配されている。それらは、挿入管10内の主要部内で自由にねじれ、ハンドグリップに関してかん子の回転を許容する。各導体は、熱収縮性絶縁体を有するステンレススチール製ストリップを有し、挿入管10を通る。グループ14Gは、コレット半体14A、14Bのそれぞれに設けられ、ジョー12A、12Bの凹部内へコレットの末梢端方向に通る導体を受ける。それ

らは、ジョーの物質に溶接されている。ジョー12A、12Bの詳細については、図5、6及び7により明らかに示されている。

【0020】図5、6及び7を参照すると、各ジョー12A、12Bは、SUS304の単一金属の射出成形であり、把持表面12G及び図6及び7が示すようにジョー12Aの外部リセス（12O）へ開口する内側に向かうリセス12Rの導電部を除いてほぼ全ての表面上にPTFEのような絶縁コンパウンドでコーティングされる。そのコーティングにより、手術部位に近接した組織の不慮の焼しやくを防止する。各ジョーは、末梢端方向に先の細くなった本体を有する。本体は、基端において、それぞれ器械の縦軸に垂直な共通の偏芯ヒンジ軸を規定する2つの突出するヒンジピン12Pを有し、コレット半体14A、14Bの内の対応する穴内に受けられる（図1参照）。コレット半体は、しっかりとジョー12A、12Bのヒンジピン12Pが挿入管10の端部に隣接して迅速に取り付けられるように形成されている。その端部の中間では、以下に述べるように、各ジョーは、縦軸から離間した内側に向かって延在する耳部12Eを有する。耳部12Eは、アクチュエータ16のガイド溝に係合するための内向きのアクチュエーションペグ12Fを有する。外形に関しては、図7に示すように、ジョーは円形封体24内に適合するよう形作られ寸法付けられている。円形封体24は、ジョーが閉止状態にあるとき、挿入管10の外形に適合する。従って、完成体は、適合する内径を有するトロカールを挿通することができる。把持表面12Gは、平坦であり、ジョーは、その表面が互いに面接触するように取り付けられている。

【0021】図1と相まって図8を参照すると、コレット14A、14Bは、3つの主要機能を有する。その3つの主要機能とは、ジョー12A、12Bを絶縁して枢軸的に取り付けること、アクチュエータ16を摺動可能に収納すること、及び、電気伝導体20A、20Bを収納することである。2つのコレット半体14A、14Bは、同一であり、そのひとつは、図8に図示されている。各半体は、挿入管10の内径と対応する外径となる部分的円筒状の本体を有する。半体は、直径にわたって面接触により他方の半体と対になる。縦方向のインターロックは、凸部及び凹部14P、14Rを対応させることによりなし得る。中央内部溝14Cは、アクチュエータ16のシャフト16Sを摺動可能に収納し、狭いグループ14Gは、伝導体20A、20Bを収納する。末梢端部において、コレット半体は、増加した直径を有するところに、挿入管10の端部に接触するショルダーを有し、各ジョー12A、12Bの枢軸ピン12Pを収納するための2つの穴14PBにより深く貫かれた扇型断面の枢軸ハウジングを供給する。その穴14PBの軸は、器械の中央線の対向両面で中心から外れて位置し、これにより絶縁のためジョーを離間させることが分かる。

【0022】アクチュエータ16は、図9にさらに明確に示されており、アクチュエータ頭部16Hが長方形断面であり、その面のひとつに、器械の縦軸に対して傾斜しその軸の両側に延在するガイドグループ16GGの形式のガイドトラックを有する。同様にしかし反対に傾斜するグループが、図1及び図2の点線で示されるように頭部16Hの対向する面に形成される。各グループは、各ジョー12A、12Bの各ガイドベグ12Fを受ける。シャフト16Sの他端部においてコネクタ16Cが制御棒18を受ける（図2および3参照）。これにより、アクチュエータ16はジョー12A、12Bを確実に開閉するように往復することができる。制御棒の押し引きの力は、ジョーのベグ12F上の横方向の力、すなわちジョーの開閉力に変換される。図9に示されるひとつの追加の特徴は、アクチュエータ16のシャフト16S内に洗浄溝16Gを備え、挿入管10に圧送される洗浄流体が、かん子のクリーニングと手術部位の洗浄のために導かれることである。

【0023】図面の図10、11及び12は、器械の構成要素の形態を理解しやすくする。図12に特に見られるように、ジョーが閉止状態にあるかん子を示しており、アクチュエータ16は、ジョーが閉止状態にあるときにジョー12Aと12Bとの間のギャップをほぼ完全に埋める。閉止時、ジョーは、アクチュエータ頭部16Hの外形寸法及び形状に適合した約長方形の断面穴を備え、ピン12Pにより規定される枢軸に直角のジョーの内側表面は、アクチュエータ頭部16Hの対向する上方面及び下方面に摺動し、ガイドベグ12Fのオフセット配置の特性により引き起こされる振り閉止力を防ぎ、ジョーの閉止時にジョーの末梢端部において不整合を引き起こす2つのジョーの振れを防ぐ。振れ力の影響は、縦軸の両側において、各ジョーのヒンジピン12Pの隙間と、コレット半体14A、14Bの内側に向いた面と穴14PBとの各隙間とにより限定される。ジョーとアクチュエータ頭部16Hとの相互配置の別の特性は、器械を初めて体腔に挿入したとき、組織のトラッピングの可能性がかなり減少される。

【0024】器械は、種々の出力インピーダンスと周波数を有する発生器と共に使用されてもよい。英国特許第2214430号に、150ボルトの領域における電圧で通常使用可能であることが開示されている。

【0025】ある状況下では、コレット内のジョー枢軸の基端側にアクチュエータを配することが好ましい。図13乃至図15を参照すると、本発明の第2の実施例は、上述したかん子の第一の実施例と似ており、端部に設けられた挿入シャフトであるステンレススチール製挿入管110と、一対のスチール製ジョー（112A、112B）とを備える。ジョーは切断刃112A、112Bの形状を呈しているが、末梢アクチュエータは、かん子ジョーと共に使用されることができる。各ジョーはそ

の末梢端部において挿入管10の端部に適合した2つのプラスチック製コレット半体114A、114Bを有するジョーハウジングに別々に枢支される。この場合、絶縁プラスチック製アクチュエータ116は、刃112A、112Bの枢軸ピン112Pの基端部側に配されたアクチュエータ頭部116Hとともにコレット半体に摺動可能に取り付けられている。各刃112A、112Bは、アクチュエータ頭部116Hの各ガイドグループもしくはスロット116GG（図14）に配されたガイドトラック従動体112Fを有する基端側に延在するレバーを有する。前記実施例において、それらのグループ116GGは、アクチュエータの中央線の両側に配され、同方向に向いている。すなわち、アクチュエータ116の移動方向に対して傾斜して、アクチュエータの中心線の両側に延在する。この傾斜は、相対的に対向方向に傾斜しており、アクチュエータが縦方向に移動すると、一方の刃のレバーアーム112Lは、ある方向に横へ付勢され、一方、他方の刃のレバーアーム112Lは、対向する横方向に移動する。これにより、アクチュエータ頭部の移動方向に従って刃を枢軸開閉させる。また、その前に、ジョー112A、112Bは、制御棒を介しアクチュエータ116に加えられる縦方向の力により開閉が確実に行われる。

【0026】図13から15に図示された実施例では、図13に見られるように、レバーアーム112Lは、刃112A、112Bが完全に開口した時、5mmの外形寸法内すなわち挿入管110の直径内に収まる。しかしながら、別の実施例では、アクチュエータ頭部116Hは、器械の側面に移動範囲の全体にわたってみられるように延在し、挿入管110により規定される円筒状封体に近づき、挿入管から末梢端方向に延在するように図示されたより広くてもよい。更に、より重要に、各ガイドトラック従動体112Fは、刃の開口状態で円筒状封体を越えてレバーアーム112Lが突出する範囲に、図13に示されたようにレバーアーム112Lが交差するとき、機器の内側に面するレバーアーム112Lの側面に配されてもよい。効果上、従動体112Fは、レバーアーム上に非対称的に配される。その結果、刃112A、112Bの旋回運動のより広い範囲は、ある状況において優位となる。

【0027】本実施例において、コレット半体114A、114Bを有するコレット114は、第一の実施例のコレットよりも長い。各コレット半体114A、114Bは、挿入管110内に取り付けられているが、挿入管110を越えて延在し、更に刃112A、112Bを設けるフィンガ部114Gに末梢方向に延在する細長い部分円筒状部を有する。各刃112A、112Bは、コレットフィンガ部114F内の穴に配される一対の枢軸ピン112Pを有する（図15参照）。フィンガ部114Fは、コレット半体の部分円筒状部の外側表面と同様



で、狭いトロカールを挿通するに適した直径を有する器械の外側円筒状封体の少なくとも一部を規定する外側表面を有する。ジョー112A、112Bは、コレット半体114A、114Bのフィンガ部114F間に取り付けられる。フィンガ部114Fは、側面図に示される場合U字形状を有する(図15参照)。本実施例において、フィンガ部114Fの端部は、図13及び図14に見られる各内側に延在する先端突出部114Nにより互いに結合される。先端部114Nは、ジョー枢軸ピン112Pの末梢端に接して保持される。

【0028】アクチュエータシャフト116S上のアクチュエータ頭部116Hの位置とのコレット半体114A、114Bの配置は、アクチュエータ頭部116Hが刃112A、112Bの開口形状に対応する位置にあるとき、コレットフィンガ部114F間に配されることにより各側面上に部分的に露出される。従って、移動範囲の少なくとも一部において、縦方向の移動を旋回運動に変換するアクチュエータ116の部分は、側面に開口するコレット半体間の隙間内で、すなわちジョーの枢軸に垂直な方向で移動する。本実施例でのアクチュエータ頭部116Hの部分は図13に示されている。制御棒116H及びアクチュエータコネクタ116C上に引き力が加えられる場合、アクチュエータ頭部116Hは、コレットフィンガ部114F間の位置から図14に示されるようにフィンガ部114Gへの挿入管110の端部から延在する部分円筒状コレット部に封された位置に引かれる。

【0029】電気外科RF電力は、電源(図示せず)から挿入管110を介して刃112A、112B上の溶接された接続部に延在する各柔軟な導体ストリップ120A、120Bを介して刃112A、112Bに供給される。第一実施例のかん子ジョーに関して、双極エネルギーが供給されてもよいように、刃112A、112Bは、それぞれ絶縁されるように取り付けられ、アクチュエータ116は、絶縁プラスチック材料で形成される。図13、14及び15の相互の比較により、挟み作用を行えるように刃112A、112Bが取り付けられていることが説明されている。各刃は、一般的に断面上でL字型を呈しており、枢軸ピン112Pと強化ウェブ112Wとにより規定される回転軸に関して一般的に垂直に延在する刃本体12BBを有する。強化ウェブ112Wは、回転軸に一般的に平行な方向に刃本体112BBから外に延在する。各刃本体は、本実施例において器械の縦軸と交差する共通の平面に実質的に横たわる一般的に平らな内側表面112ISを有する。平面112ISは、刃が閉止位置にあるとき互いに面し係合する。内側表面112ISは、それぞれ切断エッジ112Cを末端とする(図13参照)。切断エッジ112Cは、刃が閉止したとき挟み作用を行う。電気ショートを防止するため、各は112A、112Bの内側表面112ISは、

図13から15において記号「C」で示される絶縁セラミック製インレイにより形成される絶縁表面部を有する。それらのインレイCは、各刃112A、112Bの長さに沿って交換関係に配されている。各刃の介在する導電表面部は、刃が閉止状態にあるとき、他の刃のセラミック製インレイCとして使用されている。事実、各刃の縦方向に各セラミック製インレイCの範囲は、他の刃の適合導電表面部の縦方向の範囲よりも多少広いので、刃が閉止状態にあるとき、セラミック製インレイCは図15に示されたように重なる。刃112A、112Bの内側表面112IS間の導電表面部に対する絶縁表面部の関係は、内側表面112ISの嵌合部全体を横切って、図14に示されるように、刃が閉止状態にあるとき、重畳する刃の範囲を越えて延在する各セラミック製インレイCを維持する。好ましくは、刃の外側表面、すなわち切断エッジ112Cから離れた外側表面は、刃の外側の組織を不慮に焼しゃくさせてしまうことから防止する。

【0030】使用において、刃112A、112Bは、切断エッジ間にトラップされる組織を焼しゃくするためにRF電気エネルギーを供給し、組織を両刃の導電部と接続させる。

【0031】上述した絶縁表面部及び導電表面部の差し込み形状の代わりとして、刃112A、112Bの一つを絶縁材料でコーティングされた全内側表面112ISを有する。そのコーティングは、切断エッジ112Cのまわりの規定された範囲に延在する。一方、他方の刃は、内側表面112ISの少なくとも主要部を上、内側表面の実質的に全体と切断エッジは導電するようなコーティングはされない。焼しゃくもしくは乾燥電流通路を、第一の前記刃の表面に見える導電材料と第二の前記刃の切断エッジの範囲内の導電材料との間に設けることができる。

【0032】

【発明の効果】上述したように本発明によれば、比較的弱い力で機能でき、プラスチックの使用を可能とし、安価で単純な方法でジョーを絶縁させることができる腹腔鏡器械が得れる。

【0033】さらに、本発明によれば、同様の絶縁の利点を有し、ジョーを同時にだけでなく、別々に駆動することができる腹腔鏡器械が得れる。

【図面の簡単な説明】

本発明は、次に説明される図面を参照して例により記述される。

【図1】開口状態のジョーを示した本発明による腹腔鏡器械の平面図である。

【図2】図1に対応する部分縦断面図である。

【図3】閉止状態のジョーを有するかん子の平面図である。

【図4】かん子の側面図である。

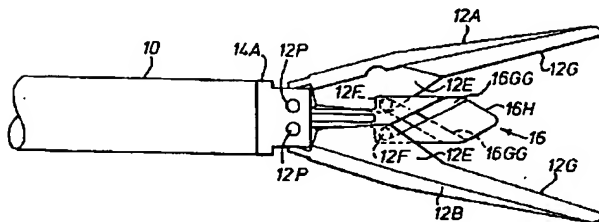


【図5】 かん子のジョーの内のひとつの平面図である。  
 【図6】 ジョーの外側側面図である。  
 【図7】 図6の線VII-VIIに沿ったジョーの断面図である。  
 【図8】 ジョーハウジングの片半分の透視図である。  
 【図9】 かん子のアクチュエータの透視図である。  
 【図10】 図3の線IX-IXに沿った断面図である。  
 【図11】 図3の線X-Xに沿った断面図である。  
 【図12】 図3の線X-Xに沿った断面図である。  
 【図13】 開口状態のジョーを示した本発明による腹腔鏡切断器の部分縦断面図である。  
 【図14】 閉止状態のジョーを示した図13と同様の図である。  
 【図15】 閉止状態のジョーを示した切断器の側面図である。

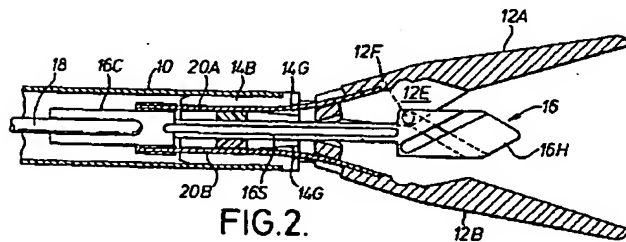
【符号の説明】  
 10 挿入管  
 12A、12B ジョー

12E 耳部  
 12G 把持表面  
 12P ヒンジピン  
 12R リセス  
 14A、14B コレット半体  
 12F ベグ  
 14G グループ  
 16 アクチュエータ  
 16H アクチュエータ頭部  
 18 制御棒  
 20A、20B 電気供給導体  
 24 円形封体  
 112A、112B 刃  
 112C 切断エッジ  
 112IS 内側表面  
 116 アクチュエータ  
 116C アクチュエータコネクタ

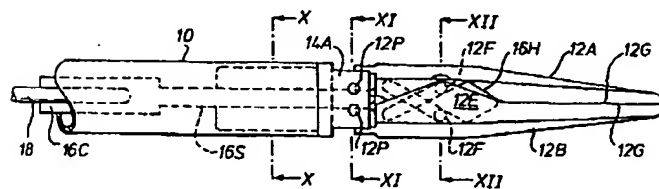
【図1】



【図2】



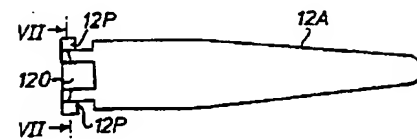
【図3】



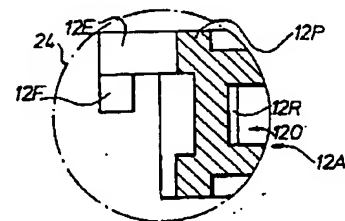
【図5】



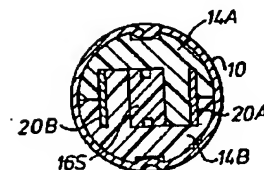
【図6】



【図7】



【図10】



【図 4】

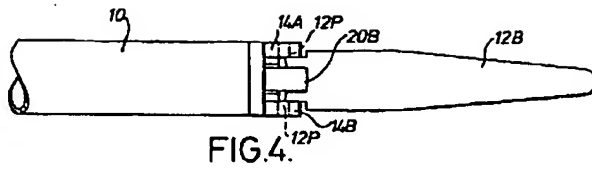
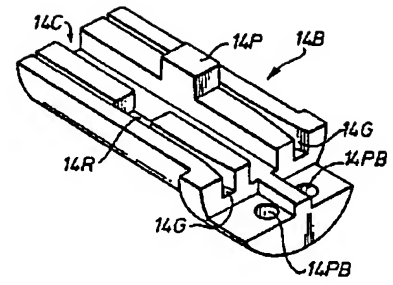
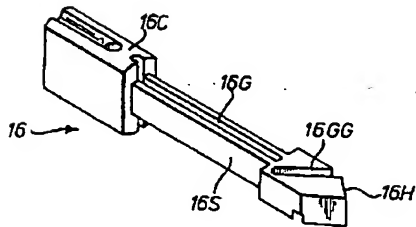


FIG.4.

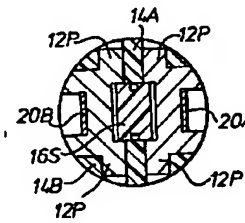
【図 8】



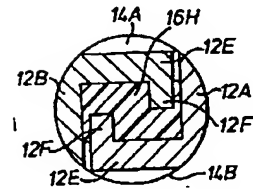
【図 9】



【図 11】



【図 12】



【図 13】

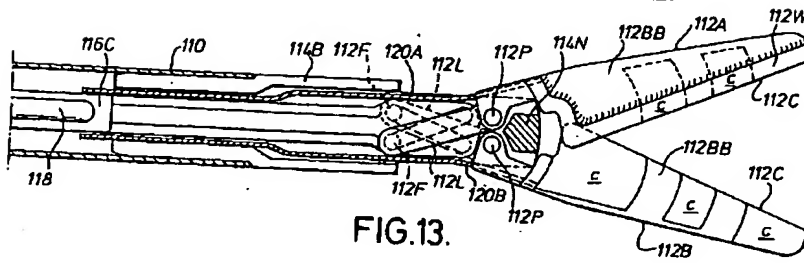


FIG.13.

【図 14】

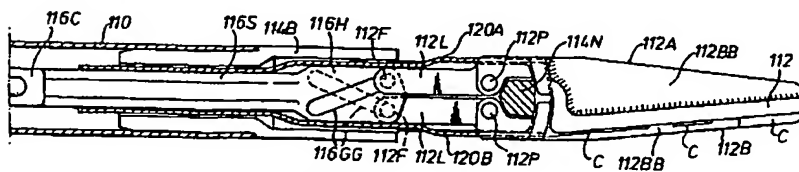
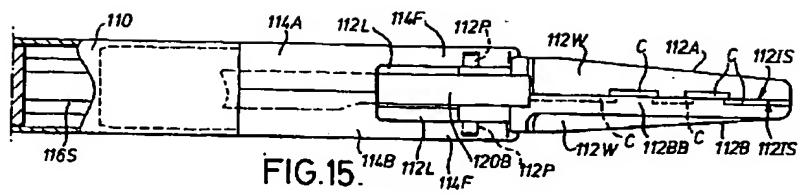


FIG.14.

【図15】



フロントページの続き

(72)発明者 コリン チャールズ オーウェン ゴープ  
ル  
イギリス, CF 5 4 H J, カーディフ,  
キャントン, クライブ ロード, ペーカー  
ズ コート 4 番地